



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ENERGETICKÝ ÚSTAV**

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
ENERGY INSTITUTE

MÍSTNÍ DIAGNOSTICKÉ REFERENČNÍ ÚROVNĚ PRO SKIAGRAFICKÁ VYŠETŘENÍ

LOCAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR TYPICAL RADIOGRAPHIC PROCEDURES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JAKUB MALCHAR

VEDOUČÍ PRÁCE
SUPERVISOR

ING. LADISLAV SUK

BRNO 2015

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Energetický ústav

Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Jakub Malchar

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Základy strojního inženýrství (2341R006)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Místní diagnostické referenční úrovně pro skiografická vyšetření

v anglickém jazyce:

Local diagnostic reference levels for typical radiographic procedures

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Seznámení se s problematikou dozimetrie se zaměřením na skiografická vyšetření. Vypracování výpočetního programu k určování místních diagnostických referenčních úrovní v nějakém rozšířeném výpočetním prostředí. Zvážení dalších možností vývoje.

Cíle bakalářské práce:

- 1) Úvod do problematiky dozimetrie se zaměřením na potřebné veličiny.
- 2) Stanovení metodického postupu výpočtu Místních diagnostických referenčních úrovní (dále jen „MDRÚ“) dle platných znění zákonů a vyhlášek.
- 3) Srovnání MDRÚ a NDRÚ („Národní diagnostické referenční úrovně“) s možnou rozdílností na konkrétním pracovišti.
- 4) Využití MDRÚ v optimalizaci radiační ochrany

Seznam odborné literatury:

Věstník Ministerstva zdravotnictví ČR

Vyhláška SÚJB 307/2002 Sb

Platné zákony a vyhlášky ČR

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Ladislav Suk

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 15.4.2015

L.S.

doc. Ing. Jiří Pospíšil, Ph.D.
Ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
Děkan fakulty

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá problematikou stanovení místních diagnostických referenčních úrovní pro skiagrafická vyšetření. Teoretická část obsahuje nezbytné minimum informací týkajících se záření obecně, dále pak teoretický postup samotného stanovení úrovní. Praktická část je věnována konkrétní ukázce výpočtu s posouzením možné nepřesnosti této metody.

Abstract

Bachelor's thesis explores the topic of setting local diagnostic reference levels for typical radiographic procedures. Theoretical part presents background information about radiation in general and theoretical calculation procedure. Practical part contains specific calculation demonstration with evaluation of possible deviation of results.

Klíčová slova

Místní diagnostické referenční úrovně, národní diagnostické referenční úrovně, skiografie, RTG záření, radiační ochrana pacienta, revize radiační ochrany

Key words

Local diagnostic reference levels, national diagnostic reference levels, radiographic procedures, RTG radiation, radiation protection of patient, reevaluation of radiation protection

Bibliografická citace

MALCHAR, J. *Místní diagnostické referenční úrovně pro skiagrafická vyšetření*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 46 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Ladislav Suk.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Místní diagnostické referenční úrovně pro skiografická vyšetření“, vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který tvoří přílohu této práce.

Datum:
27.05.2015

Jméno a příjmení:
Jakub Malchar

Podpis:

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval všem, kteří mi byli při vypracování bakalářské práce nápomocni. Obzvlášť bych chtěl poděkovat Ing. Ladislavu Sukovi za odborné vedení této bakalářské práce, ochotný přístup a pomoc i při těch nejmenších detailech.

Obsah

1	Úvod	15
2	RTG záření	16
2.1	Historie	16
2.2	Definice	17
2.3	Princip vzniku	18
3	Skiografie.....	20
3.1	Dělení	20
3.1.1	Klasické snímkování	20
3.1.2	Nepřímá digitalizace	21
3.1.3	Přímá digitalizace	21
3.2	Rizika záření.....	22
3.2.1	Přímá rizika.....	22
3.2.2	Nepřímá rizika	24
4	Radiační ochrana	25
4.1	Diagnostické referenční úrovně	25
4.2	Národní diagnostické referenční úrovně	26
4.3	Místní diagnostické referenční úrovně.....	27
5	Metodický postup stanovení MDRÚ.....	28
5.1	Potřebné údaje a dokumenty	28
5.1.1	Údaje o pacientovi a jeho vyšetření	28
5.1.2	Protokol ZDS	28
5.2	Veličiny	29
5.3	Metodika stanovení a revize MDRÚ dle VMZ.....	30
5.3.1	Výběr pacientů.....	30
5.3.2	Metoda stanovení MDRÚ.....	30
5.4	Výpočet	30
5.4.1	Výběr vyšetření	31
5.4.2	Příprava protokolu ZDS.....	31
5.4.3	Vyšetřovna 1	33
5.4.4	Vyšetřovna 2	35
5.4.5	Střední hodnota distribuce	36
5.4.6	Porovnání s NDRÚ	36
5.5	Revize MDRÚ.....	36
6	Zhodnocení, verifikace a užití metody	37
6.1	Možné chyby v jednotlivých krocích	37
6.1.1	ZDS protokol	37
6.1.2	Měřidla.....	37
6.1.3	Korekční faktor	37
6.1.4	Ohnisková vzdálenost	37
6.2	Verifikace	38
6.3	Užití metody	38
7	Závěr.....	39
8	Použitá literatura.....	40
9	Seznam použitých zkratk a symbolů	42
10	Seznam obrázků.....	44
11	Seznam tabulek.....	45
12	Přílohy	46
12.1	Příloha 1 – vývojový diagram stanovení a revize MDRÚ[1].....	46

1 Úvod

Optimalizace radiační ochrany pracovníků dosahuje dnes v České republice velmi vysoké úrovně. Oproti tomu radiační ochrana pacientů byla dlouhou dobu opomíjena a z tohoto důvodu došlo ke vzniku „místních diagnostických referenčních úrovní“ (dále jen MDRÚ), které slouží ke stanovení a hodnocení dávek pacientům při lékařském ozáření.[1]

Impulzem pro vypracování této bakalářské práce byla má návštěva RTG¹ pracoviště společnosti Viamedica spol. s r.o., kde jsem pozoroval laboranta při nastavování hodnot dávky rentgenového vyšetření. Byl jsem velmi překvapen, že na pracovišti neexistuje žádná forma kontroly, která by předcházela přílišnému ozáření pacientů. RTG laborant se zpravidla řídil svou intuicí a podle váhy pacienta nastavoval příslušné hodnoty dávky záření.

Výstupem práce je úvod do problematiky RTG záření, pochopení nutnosti optimalizace radiační ochrany a vypracování metodického postupu stanovení a hodnocení MDRÚ pro skiagrafická vyšetření tak, aby byl pro lékaře srozumitelný a následně v praxi lehce aplikovatelný. Z tohoto důvodu bude velká část výpočtů prováděna v prostředí Microsoft Excel, které je dnes velmi rozšířené. Potřebný počet záznamů, konkrétně tedy pacientů a jejich vyšetření, byl laskavě poskytnut zařízením Viamedica spol. s r.o. Jména pacientů byla zaměněna za čísla, aby nedošlo k porušení zákona o zpracování osobních údajů.

Metodický postup stanovení MDRÚ byl zveřejněn již ve Věstníku MZ ČR² číslo 2011. Tento postup bude kromě přeformulování doplněn o konkrétní ukázkou výpočtu a následného hodnocení v souladu s ustanovením § 63 vyhlášky č. 307/2002 Sb. v platném znění pozdějších předpisů a čl. 6 Směrnice Rady 97/43/EUROATOM.[1]

¹ Rentgenového

² Věstník Ministerstva zdravotnictví České Republiky

2 RTG záření

Většina této práce je věnována tzv. skiagrafickému vyšetření. To patří do lékařského odvětví zvaného radiologie - základního lékařského oboru, jenž využívá RTG záření jako zobrazovací metodu. Pro lepší představu širě tohoto odvětví je dobré zmínit i další druhy vyšetření do něj spadající, jako např. skiaskopie či CT vyšetření.[2]

Na Obr. 1 je zachyceno typické pracoviště rentgenové skiagrafie. Optimalizace právě těchto zařízení je předmětem následujících kapitol.



Obr. 1: Skiagrafické pracoviště společnosti Viamedica spol. s r.o.

2.1 Historie

RTG záření bylo objeveno německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem 8. listopadu 1895. Pokus, při kterém objevil paprsky X, spočíval v elektrickém výboji ve výbojové trubici, která byla uzavřena do silného černého kartonu a stínítka, pokrytého vrstvou kyanidu platinobarnatého. Röntgen zjistil, že stínítka světélkuje i na vzdálenost 3 metrů. Tedy i přes karton musí prostorem procházet nějaké záření. Při opakování experimentu také objevil, že při změně tloušťky stínítka dochází ke změně jasů obrazu.

Díky prvním dobrovolníkům byly rovněž získány první RTG snímky lidské kostry. Za tento převratný objev mu byla v roce 1901 udělena Nobelova cena za fyziku. Na jeho počest došlo k přejmenování paprsků X na paprsky rentgenové. Objev svou významností ovlivnil celou fyziku 20. století a to i v oblastech, kde je to na první pohled nepravděpodobné. RTG záření se mimo lékařský obor využívá hlavně v následujících oblastech:

- moderní fyzika

- technická rentgenologie³
 - analýza maleb
 - zkoumání hornin
 - kriminalistika
- a jiné.[2][3][4]

2.2 Definice

Rentgenové záření je definováno jako: „ionizující elektromagnetické vlnění, proud fotonů, o velmi krátké vlnové délce ($10^{-12} - 10^{-8}$ m)“.[2]

Dle vlnové délky lze zavést základní rozdělení RTG záření na:

- záření měkké ($\lambda=10^{-8} - 10^{-10}$ m)
- záření tvrdé ($\lambda=10^{-10} - 10^{-12}$ m).[2][5]

Je také vhodné definovat dva další pojmy, se kterými se lze v této práci setkat. Konkrétně se jedná o „dávku pohlcenou“ a „dávku ekvivalentní“.

Dávka pohlcená je míra radiační dávky skutečně pohlcené určitým objektem. Pod tím si lze v našem prostředí představit např. pacientovu ruku, nohu a další části těla. Jednotkou v soustavě SI je gray (Gy). Dříve byla využívána jednotka rad („radiation absorbed dose“ = pohlcená radiační dávka). Z rovnice č. (1) je patrné, že jednotku gray lze definovat jako množství pohlcené energie na jednotku hmotnosti a dále také konverzní poměr staré a nové jednotky.

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 100 \text{ rad} \quad (1)$$

Pro referenci, roční celotělová absorbovaná dávka záření z přírodních i umělých zdrojů činí zhruba 2 mGy. Z opačného spektra, krátkodobé celotělové vystavení dávce 3 Gy je smrtelné pro 50% lidské populace.

Na záření se však nelze dívat pouze z pohledu množství pohlcené energie, nýbrž také na základě biologických účinků na organismus. Dávka ekvivalentní zohledňuje právě tuto rozdílnost. Prakticky se u ní zavádí konstanta pro jednotlivé druhy záření, kterou se násobí pohlcená dávka udávaná v jednotkách Gy nebo rad. Tato konstanta se nazývá RBE faktor (relative biological effectiveness = relativní biologická účinnost). Ten je pro RTG záření 1, pro tepelné neutrony 5 a pro alfa částice 20.

Jednotkou ekvivalentní dávky v soustavě SI je sievert (Sv). Dříve se používala jednotka rem. Konverze mezi jednotkami je následující.

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

Na konkrétním příkladu lze vidět, že pokud se násobí dávka pohlcená (D_p) RBE faktorem, je výsledkem dávka ekvivalentní (D_e) v jednotce sievert (příp. rem).[6]

Např. Pohlcená celotělová dávka dosahuje hodnoty 2 mGy a jedná se o alfa záření, pak

$$D_e = D_p \times \text{RBE}_{\text{alfa}} = 2 \times 20 = 40 \text{ mSv}$$

³ nedestruktivní testování nejruznějších materiálů

Posledním pojem, který je nutno definovat je tzv. kerma, která je zkratkou anglického „kinetic energy released per unit mass“, tedy česky „kinetická energie uvolněná na jednotku hmotnosti“. Blíže se dá specifikovat, že se jedná o energii sdělenou nepřímo ionizujícím zářením (fotony, neutrony) při první srážce nabitým částicím (elektrony, protony) dané látky. Základní vztah a jednotku lze definovat následovně:

$$K = \frac{dE_k}{dm} \left(\frac{J}{kg} \cong Gy \right)$$

dE_k - *suma počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými částicemi v uvažovaném objemu látky o hmotnosti dm*

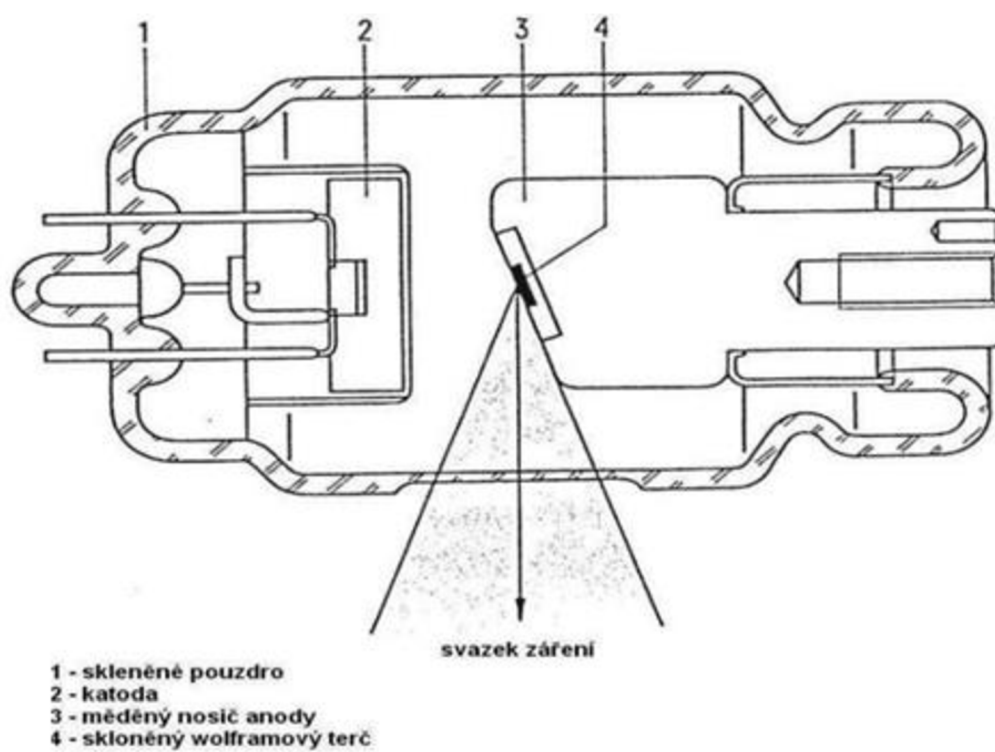
Objemem látky o hmotnosti dm rozumíme suchý vzduch o teplotě 20°C a tlaku 101,3 kPa.[16][19]

Pro účely tohoto dokumentu bude zaveden pojem „vstupní povrchová kerma“, která má následující definici: „Vstupní povrchová kerma je kerma ve vzduchu měřená na centrální ose svazku v místě vstupu svazku do pacienta, přičemž se započítává příspěvek zpětně rozptýleného záření.“[1]

2.3 Princip vzniku

Zdroj rentgenového záření je reprezentován rentgenkou (viz Obr. 2), kterou se rozumí skleněná evakuovaná trubice obsahující wolframovou anodu a žhavenou katodu. Na elektrody je přiváděno vysoké napětí⁴. Žhavená katoda umožňuje termoemisi elektronů, které jsou díky vysokému napětí urychlovány a dopadají na anodu. Při dopadu elektronů dochází k přeměně kinetické energie v energii emitovaných fotonů rentgenového záření a v energii tepelnou, přičemž 98-99 % kinetické energie se přemění právě v teplo. Díky tomu musí být anoda chlazená vodou nebo rotací, při které se neustále mění místo dopadu elektronového svazku.[2][4]

⁴ až 100kV



Obr. 2: Schéma rentgenky[2]

3 Skiografie

3.1 Dělení

Obecně jsou rozlišovány 3 základní druhy skiografie:

- klasické snímkování⁵
- nepřímá digitalizace
- přímá digitalizace

Všechny druhy budou více rozvedeny v následujících podkapitolách.

3.1.1 Klasické snímkování

Při tomto typu snímkování jsou nejčastěji využívány fóliové filmy s fotografickou emulzí, umístěné mezi zesilovací fólie. Latentní obraz⁶ vzniká po vystavení zkoumaného místa RTG záření. Následným dopadem na fóliový film je dosaženo fluorescence a zesílení účinku. Film je poté vyvolán stejným postupem, který je znám u fotografií.

Nevýhodou tohoto typu snímkování je náročnost vybavení. Konkrétně tmavá vyvolávací komora, vyvolávací automat a chemikálie. Dále nutnost vyčlenit prostory pro skladování snímků a zajištění likvidace zpracovatelských roztoků. Vzniklý obraz je negativ, u kterého lze rozeznat jasnější místa, což jsou struktury těla absorbující více záření⁷ a struktury těla absorbující méně záření⁸, které reprezentují tmavší místa.

Hotové snímky jsou vyhodnocovány na negatoskopu⁹ (viz Obr. 3).[2]



Obr. 3: Negatoskop

⁵ rentgenový film

⁶ vyvolaný až po zachycení

⁷ především kosti

⁸ tkáň

⁹ zařízení vydávající homogenní intenzivní světlo

3.1.2 Nepřímá digitalizace¹⁰

Tento typ snímkování je velice podobný klasickému. Opět jsou užívány kazety, nicméně s paměťovou fólií, která je vyrobena z rentgenově stimulačního fosforového materiálu. Elektrony jsou po absorpci RTG záření uvolněny do excitační energetické hladiny a v materiálu zadrženy až na několik hodin. Na paměťové fólii vzniká latentní obraz, který je tvořen reliéfem elektronů nacházejících se v základní a excitační energetické hladině.[2][8]

Kazeta s filmem je poté umístěna do čtecího zařízení (viz Obr. 4), které za pomoci neonového laseru relaxuje elektrony, které ztrácejí svou nadbytečnou energii vyzářením kvanta viditelného světla, což má za následek návrat elektronů zpět do základní energetické vrstvy. Za pomoci fotonásobiče dochází k převedení světelného záblesku na analogový elektrický signál, který je transformován do digitální formy a zpracován počítačem.

Nespornou výhodou této metody je opakovatelnost užití paměťové fólie, jejíž životnost se pohybuje okolo 10 000 až 30 000 cyklů.[8]



Obr. 4: Nepřímá digitalizace – čtecí zařízení[9]

3.1.3 Přímá digitalizace¹¹

Způsob snímkování založený na záznamu obrazu pomocí obrazových detektorů sestavených do ploché matice. Snímání rentgenového záření se děje buď přímo, či nepřímo přes světelnou vrstvu¹². Následně je signál převeden přes analogově – digitální převodník a obraz uložen v digitálním úložišti.[8]

Tento způsob snímání má mnoho výhod, mezi nejdůležitější patří rychlost pořízení snímku a s tím spojená jak redukce radiační zátěže pacienta¹³, tak zvýšení efektivity

¹⁰ „Computed Radiography“

¹¹ „Direct Radiography“

¹² tzv. scintilátor

¹³ vyšší citlivost a dynamický rozsah digitálních snímačů umožňuje kratší dobu ozáření nutnou k získání potřebného snímku

provozu pracoviště, dále možnost kopírování snímků bez ztráty kvality a snížení provozních nákladů¹⁴.

3.2 Rizika záření

Naše těla jsou každodenně vystavována nepatrným dávkám záření, jehož zdrojem je svým způsobem každé těleso. Dávka RTG záření během lékařského vyšetření je však několikanásobně vyšší, proto je důležité chápat jeho účinky na lidský organismus při zvýšené expozici.

Zodpovědnost za pacientovo zdraví je během vyšetření stoprocentně přebírána obsluhou¹⁵ RTG zařízení a právě tato osoba by tak měla nejlépe rozumět fungování a možným rizikům vyšetření.

Ta lze obecně rozdělit na rizika:

- přímá
- nepřímá

3.2.1 Přímá rizika

Účinky ionizujícího záření na lidský organismus jsou členěny do dvou hlavních skupin, na účinky:

- deterministické
- stochastické

3.2.1.1 Deterministické účinky

Jinými slovy lze tyto účinky označit jako prahové¹⁶. Z tohoto označení je patrné, že k projevu těchto účinků dochází po překročení určité prahové dávky a míra poškození vzrůstá s velikostí dávky (viz Obr. 5). Dávka bývá zpravidla jednorázová a v zasaženém pacientovi jsou vyvolány klinicky pozorovatelné účinky během krátké doby od ozáření. V zasažené tkáni dochází k poškození tak velkého počtu buněk, že opravné procesy již nejsou možné. Mezi deterministické účinky patří zejména:

1. Akutní nemoc z ozáření. Nastává po celotělovém ozáření velmi vysokými dávkami. Centrální nervový systém, krvetvorné orgány či trávicí ústrojí jsou v organismu poškozeny. U akutní nemoci z ozáření jsou rozlišovány tři fáze. V první fázi, nastávající několik dní po ozáření, dochází ke vzniku příznaků, jako jsou bolesti hlavy, nevolnost, skleslost, zvracení a změny krevního obrazu. V druhé fázi dochází ke zdánlivému ustupování příznaků, jejíž délka je tím kratší, čím bylo ozáření větší. V třetí fázi jsou plně rozvinuty počáteční příznaky a dochází k padání vlasů, vnitřnímu krvácení, infekcím a celkovému selhání organismu.
2. Poškození plodu. Obzvláště mezi třetím až osmým týdnem těhotenství, během tohoto časového rozmezí totiž dochází k tvorbě orgánů a lidský zárodek je vůči záření velmi citlivý.
3. Lokální poškození kůže
4. Porucha plodnosti

¹⁴ absence paměťových fólií a zpracovatelských roztoků

¹⁵ radiologický laborant, příp. lékař

¹⁶ také *nestochastické*

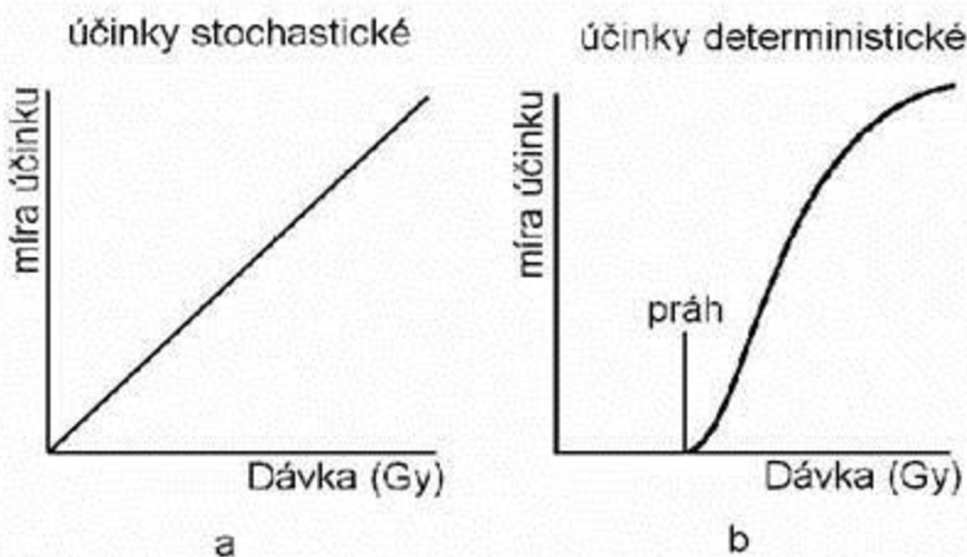
5. Poškození oční čočky[10]

Tab. 1 Rozpětí dávek vedoucích ke konkrétnímu postradiačnímu syndromu a dob úmrtí lidí vystavených akutnímu uniformnímu celotělovému ozáření při nízkém LET¹⁷[11]

Celotělová absorbovaná dávka (Gy)	Hlavní účinek přispívající k úmrtí	Doba smrti po expozici (dny)
3-5	poškození kostní dřeně	30-60
5-15	poškození zaživacího ústrojí	7-20
5-15	poškození plic a ledvin	60-150
>15	poškození nervového systému	<5, v závislosti na dávce

3.2.1.2 Stochastické účinky

Taktéž označované jako účinky bezprahové. S rostoucí dávkou roste pravděpodobnost jejich výskytu (viz Obr. 5). Znamená to tedy, že se mohou objevit buď při ozáření podprahovou dávkou, nebo při vícenásobném ozařování určité tkáně, případně celého těla malými dávkami. Dochází u nich k poškození malého počtu buněk, případně i jedné jediné buňky. Na rozdíl od deterministických účinků nedochází ke klinicky pozorovatelným projevům během krátké doby po ozáření. Proto se o nich mluví jako o účincích pozdních. Nejzářší formou projevu stochastických účinků je například vznik zhoubných nádorů či genetické změny v organismu.



Obr. 5: Grafické vyjádření závislosti míry účinků na velikosti dávky, srovnání druhů účinků[12]

¹⁷ „Linear energy transfer“

3.2.2 Nepřímá rizika

Mezi nepřímá rizika patří všechna ta, která nejsou způsobena přímo účinky RTG záření, ať už na pacienta nebo obsluhující personál. Hrozí hlavně úrazy elektrickým proudem při manipulaci s ovládacím zařízením a u staršího, klasického způsobu snímkování (viz kapitola 3.1.1) i rizika spojená s manipulací s chemikáliemi¹⁸.

Obecně lze říci, že čím modernější technologie snímkování je použita, tím nižší jsou nepřímá rizika.

¹⁸ např. inhalace plynu z vývojové kapaliny vede k akutním problémům s dýcháním

4 Radiační ochrana

Po objevení RTG záření roku 1895, následně radioaktivity H. Bequerelem v roce 1896 a po zkoumání účinků tohoto záření na organismus se začala souběžně rozvíjet i ochrana před ním.

Radiační ochranou se rozumí ochrana osob a životního prostředí před účinky ionizujícího záření. V oblasti ochrany se využívá termín „optimalizace radiační ochrany“, což je přístup, jehož cílem je snižovat dávky na rozumně dosažitelnou úroveň při uvážení ekonomických a sociálních hledisek. I přes stanovení konkrétních hladin se celá koncepce radiační ochrany řídí tzv. principem ALARA (as low as reasonably achievable = tak malé (vystavení záření), jak je rozumně dosažitelné). [1][7]

Koncepci radiační ochrany iniciuje v našem regionu převážně evropská organizace EUROATOM¹⁹. Jednotlivé státy pak její směrnice integrují do svých sbírek zákonů.

Metodická část této práce se zabývá radiační ochranou pacienta. K tomu je nutné vysvětlit několik pojmů, které byly za tímto účelem zavedeny. Jedná se o:

- DRÚ – Diagnostické referenční úrovně
- NDRÚ – Národní diagnostické referenční úrovně
- MDRÚ – Místní diagnostické referenční úrovně

4.1 Diagnostické referenční úrovně

Současná koncepce diagnostických referenčních úrovní vychází ze Směrnice Rady 97/43/EUROATOM, v ČR pak následně z § 63 vyhlášky č. 307/2002 Sb. v platném znění pozdějších předpisů.

Diagnostické referenční úrovně lze definovat jako: „úrovně dávek, popřípadě úrovně aplikované aktivity používané při diagnostických postupech v rámci lékařského ozáření, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70kg při použití standartních postupů a správné praxe neočekává.“[1]

Pakliže dochází k soustavnému překračování diagnostických referenčních úrovní, je pracoviště povinno provést šetření podmínek lékařského ozáření a v případě absence optimalizace radiační ochrany provést nápravu.

Diagnostická referenční úroveň nemá sloužit jako limit, který nelze překročit. Jak je patrné z definice, DRÚ je vztažena na ideálního pacienta o hmotnosti 70kg. Je ale logické, že u silně obézního pacienta s dvojnásobnou hmotností nebude stejná dávka postačující pro pořízení kvalitního snímku²⁰.

Pokud nedochází na pracovišti k překračování DRÚ, neznamená to, že je radiační ochrana optimalizována správně. Pro příklad lze uvést RTG pracoviště přecházející z klasické snímkové metody (viz kapitola 3.1.1) na novější nepřímou digitalizaci (viz kapitola 3.1.2). V tomto okamžiku je nutné znovu optimalizovat DRÚ, jelikož lze díky nové technologii dosáhnout nižších dávek pacientům a tudíž jsou současné DRÚ nevyhovující. DRÚ nemají být používány pro hodnocení dávek individuálního pacienta a nemají být používány k regulaci státním dozorem.[1]

¹⁹ Evropské společenství pro atomovou energii

²⁰ RTG záření je při prostupu tkáněmi pohlcováno

4.2 Národní diagnostické referenční úrovně

NDRÚ představují konkrétní implementaci DRÚ do tabulek s doporučenými hodnotami pro jednotlivé typy vyšetření. Nejedná se tedy o limity, nýbrž slouží k optimalizaci. V Tab. 2 jsou zachyceny hodnoty dávky pro všechna definovaná skiagrafická vyšetření tak, jak jsou uvedeny v příloze č. 9 vyhlášky č. 307/2002 Sb., která se vztahuje k § 62. Nicméně je důležité uvést, že dle vyhlášky se jedná o: „kermu ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu. Hodnoty se tam, kde je používána zesilovací fólie, vztahují na kombinaci film - zesilující fólie s relativním zesílením 200. Pro kombinace s vyšším zesílením (400, popř. 600) by hodnoty měly být redukovány 2krát, popř. 3krát.“

Při pohledu na tabulku lze odvodit, že zdaleka neobsahuje všechna skiagrafická vyšetření a je zde tedy snaha regulovat hlavně vyšetření s větší hodnotou dávky ozáření.

Také je nutné zmínit, že při RTG vyšetření většina záření unikne z těla pacienta a absorbuje se až ve snímacím zařízení rentgenu. Proto je, zejména u vysokých ozařovacích energií, výsledná absorbovaná dávka v těle podstatně nižší, než vstupní povrchová kerma vyjádřená v tabulce 2 níže.

Tab. 2: NDRÚ dle vyhlášky č. 307/2002 Sb.[13]

Vyšetření	Projekce	Vstupní povrchová kerma (vztahena na 1 snímek) [mGy]
Bederní páteř	AP - projekce předozadní	10
	LAT - projekce boční	30
	LSJ - Projekce na lumbosakrální přechod	40
Břicho, intravenosní urografie a cholecystografie	AP - projekce předozadní	10
Pánev	AP - projekce předozadní	10
Kyčelní kloub	AP - projekce předozadní	10
Hrudník	PA - projekce zadopřední	0,4
	LAT - projekce boční	1,5
Hrudní páteř	AP - projekce předozadní	7
	LAT - projekce boční	20
Lebka	PA - projekce zadopřední	5
	LAT - projekce boční	3

V některých případech lze zdůvodnit vyšší dávky, než jak jsou uvedeny v NDRÚ, a to například ve fakultních nemocnicích, kde dochází k výuce intervenčních radiologů.[1]

4.3 Místní diagnostické referenční úrovně

Definice MDRÚ zní následovně: „Místní diagnostická referenční úroveň je hodnota příslušné veličiny²¹, která je pro konkrétní zdravotnické zařízení a určitý standartní postup stanovena jako aritmetický průměr z průměrných dávek hodnot těchto veličin z jednotlivých radiologických pracovišť zdravotnického zařízení.“[1]

Z definice lze vyvodit, že MDRÚ je nutné zavést u zdravotnických zařízení s více RTG pracovišti a tím redukovat dávky v rámci zařízení. MDRÚ nám poté slouží jako indikátor pracovišť, která nejsou schopna pracovat na úrovni místního standardu. U takovýchto pracovišť je nutné provést další optimalizaci, případně vyšší dávky zdůvodnit.[1]

Účelem MDRÚ je snižování dávek ionizujícího záření na co možná nejnižší úroveň, která je však stále rozumná a výhodná jak pro pacienta ve formě nižší dávky, tak pro lékaře, který daný RTG snímek vyhodnocuje. MDRÚ musí být stanoveno tak, aby nedocházelo ke zhoršování kvality snímkování jen za účelem snížení dávek. Primárním cílem je pacienta dobře vyšetřit a nezpůsobit mu újmu na zdraví ve formě přílišného ozáření. Musíme ale připustit fakt, že dávky nelze snižovat donekonečna. V jistém bodě již není technicky možné dávky nadále snižovat, jelikož nutnost opakovaných snímků neguje význam snížené hodnoty záření v jedné dávce.

²¹ vstupní povrchová kerma

5 Metodický postup stanovení MDRÚ

Metodický postup lze rozdělit do několika částí, konkrétně:

1. Potřebné dokumenty a údaje, které jsou pro výpočet potřeba
2. Veličiny, ve kterých se MDRÚ vyhodnocuje
3. Metodika stanovení a revize MDRÚ dle VMZ, zaměřující se na nutný teoretický základ pro následný výpočet
4. Výpočet - konkrétní příklad výpočtu pro jedno skiagrafické vyšetření
5. Revize MDRÚ

5.1 Potřebné údaje a dokumenty

Pro stanovení MDRÚ jsou zapotřebí dva druhy dat:

- údaje o pacientovi a jeho vyšetření
- protokol ZDS²²

5.1.1 Údaje o pacientovi a jeho vyšetření

Níže je uveden seznam 8 údajů, se kterými se bude dále pracovat:

1. Jméno a příjmení
2. Rodné číslo
3. Typ vyšetření²³
4. Projekce²⁴
5. Váha pacienta
6. U – napětí v kV
7. P_{It} - součin expozičního času a proudu rentgenky
8. FSD_v - vzdálenost ohnisko - kůže

První dva údaje nejsou potřebné přímo ke stanovení MDRÚ, nicméně je vždy důležité vést seznam pacientů a velikost dávek, kterým byli vystaveni.

5.1.2 Protokol ZDS

Zkouška dlouhodobé stability je prováděna na konkrétním RTG přístroji a slouží k ověření technických parametrů, jež jsou udávány výrobcem a také k ověření shody technických parametrů s normami SÚJB. Měření se provádí při pořízení zařízení, dále pak jednou ročně, případně při podezření na poruchu či při výměně rentgenky. Konkrétně tuto povinnost uděluje a blíže specifikuje vyhláška 307/2002 Sb.

ZDS protokol je obsáhlý a zachycuje mnoho informací. Pro naše potřeby bude použita jen ta část protokolu (viz Tab. 3), která je potřeba pro stanovení MDRÚ.

²² Zkouška dlouhodobé stability

²³ např. „Prostý snímek žeber“

²⁴ např. „AP“ – projekce předozadní

Tab. 3: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS

Veličina	Jednotka	Hodnoty					
U	kV	50	60	70	81	90	102
P _{It}	mAs	10	10	10	10	10	10
K _{eZDS}	mGy	0,124	0,242	0,344	0,473	0,598	0,773

Z tabulky je patrné, že se jedná o závislost K_{eZDS}²⁵ na U při konstantním P_{It}. Tato hodnota se nadále bere jako referenční a je dále přepočítávána na daný typ vyšetření u daného pacienta.

5.2 Veličiny

Pro stanovení MDRÚ na pracovišti je nutná selekce veličiny, která je snadno změřitelná a případně také lehce vypočitatelná. Důležitým faktorem výběru takové veličiny je i vztah (přímý nebo nepřímý) k riziku ozáření. Veličina má sloužit k rychlému hodnocení dávek pacientů na daném pracovišti.

Pro obecné skiagrafické vyšetření je nejvhodnější veličinou „vstupní povrchová kerma“, jejíž definice již byla zmíněna v kapitole 2.2.

K_e se určí za pomoci údajů u jednotlivých vyšetření a pacientů, ukázaných v kapitole 5.1. Na základě expozičních parametrů pro dané vyšetření lze provést přepočet K_e, která je uvedena v protokolu ZDS na K_{ev}²⁶ dle následujícího vztahu:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \times \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \times \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \times k_U \quad (2)$$

- K_{eZDS} - vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (mGy)
- K_{ev} - vstupní povrchová kerma pro dané vyšetření (mGy)
- P_{It} - součin expozičního času a proudu rentgenky (mAs)
- k_U - korekční faktor na napětí určený ze závislosti K_e na napětí rentgenky U změřené při ZDS
- FSD - vzdálenost ohnisko – kůže (cm)

Korekční faktor na napětí slouží k zohlednění zpětného rozptylu záření. Zpravidla nabývá hodnot od 1,1 do 1,6 v závislosti na zařízení. Jelikož pro naše výpočty korekční faktor neznáme, bude použita střední hodnota 1,35.

Ze vztahu je zřejmé, že veličiny, které nesou index v se týkají daného vyšetření a veličiny nesoucí index ZDS se týkají zkoušky dlouhodobé stability.

Pakliže není v protokolu ZDS uvedena K_e, nýbrž výtěžnost Y_r v definované vzdálenosti r od ohniska, lze užít vztah:

$$K_{ev} = Y_r \times \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \times P_{It} \times B \quad (3)$$

- B - faktor zpětného rozptylu

Pro stanovení MDRÚ lze užít hodnoty K_e pouze z vyšetření tzv. standartních pacientů (viz kapitola 5.3).[1]

²⁵ Vstupní povrchová kerma dle protokolu ZDS

²⁶ Vstupní povrchová kerma pro dané vyšetření

5.3 Metodika stanovení a revize MDRÚ dle VMZ

5.3.1 Výběr pacientů

Aby došlo k odstranění vlivu pacienta na variabilitu dávek, jako reprezentativní vzorek lze na vyšetřovně považovat alespoň 10 dospělých pacientů, blízcích se standartnímu pacientovi o hmotnosti 70kg. Při stanovování MDRÚ má průměrná hmotnost vybraných pacientů dosahovat hodnot 70 ± 5 kg. Pro frekventovaná vyšetření mají být vyloučeni pacienti lišící se od hodnoty 70kg o více než 10kg a zároveň pacienti, kteří se liší od hodnoty 70kg o více než 20kg mají být vyloučeni vždy.[1]

5.3.2 Metoda stanovení MDRÚ

Jak již bylo zmíněno v kapitole 4.3, MDRÚ se stanovují jako aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven. Způsob stanovení a přehledné schéma, které bylo uveřejněno ve VMZ se nachází v příloze 1.

Prvním důležitým faktorem je získání střední dávky konkrétních vyšetření, která se počítá jako aritmetický průměr z hodnot dávek²⁷ jednotlivých pacientů. Pro každý typ vyšetření stanovíme střední hodnotu distribuce, čímž rozumíme aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven. Jednotlivé hodnoty z vyšetřoven nemají být dávány do hromadné distribuce, jelikož není zaručeno, že každá vyšetřovna bude mít stejný počet hodnot.

Střední hodnota distribuce je následně porovnána s NDRÚ a v případě, že je vyšší, je nutné provést šetření a nápravu. Poté je třeba sesbírat z vyšetřovny, na které se vyskytl problém, nová data a stanovit novou střední hodnotu distribuce pro zdravotnické zařízení.

Stanovení MDRÚ lze stručněji shrnout do 4 bodů:

1. Stanovení střední dávky na jednotlivých vyšetřovnách
2. Stanovení střední hodnoty distribuce
3. Porovnání s NDRÚ
4. V případě úspěšné kontroly slouží střední hodnota distribuce jako nové MDRÚ

Hodnoty MDRÚ mají být zaokrouhleny nahoru a vyjádřeny na 2 platné číslice.

Kontrola, zda střední dávky vyhovují MDRÚ se děje na úrovni vyšetřovny, nikoliv na úrovni pacientů. Je zásadní porozumět faktu, že MDRÚ se stanovují jako aritmetický průměr ze středních dávek z vyšetřoven. Znamená to tedy, že některé vyšetřovny budou nad průměrnou hodnotou a některé pod průměrnou hodnotou. Nelze vždy označit vyšetřovny, které jsou nad průměrnou hodnotou, za špatně optimalizované.[1]

5.4 Výpočet

Z definice MDRÚ (viz kapitola 4.3) je zřejmé, že se stanovují pro více vyšetřoven najednou. Účelem tedy není primárně zavádět MDRÚ pro zařízení, která obsahují pouze jeden RTG přístroj, i když i tam je to vhodné jako rychlý indikátor optimalizace v kontextu s NDRÚ. Společnost Viamedica spol. s r.o. disponuje pouze jedním RTG

²⁷ vyjádřené veličinou K_{ev}

přístrojem, z důvodu modelového stanovení MDRÚ bude však počet pacientů u konkrétního vyšetření rozdělen na dvě neshodné poloviny a tak simulována přítomnost dvou vyšetřoven²⁸.

Výpočet lze rozdělit do šesti částí, kterými jsou:

- 1) Výběr vyšetření
- 2) Příprava protokolu ZDS
- 3) Vyšetřovna 1
- 4) Vyšetřovna 2
- 5) Střední hodnota distribuce
- 6) Kontrola s NDRÚ

5.4.1 Výběr vyšetření

Na základě základních kritérií, kterými byly dostatek potřebných dat (viz kapitola 5.3.1) a přítomnost NDRÚ pro dané vyšetření (viz kapitola 4.2), došlo k výběru „vyšetření kyčelního kloubu – AP projekce“, jež bude považováno za vyšetření málo frekventované.

5.4.2 Příprava protokolu ZDS

Při pohledu na Tab. 3 týkající se zkoušky dlouhodobé stability lze vidět, že pro napětí o hodnotách 50, 60, 70, 81, 90, 102 kV obsahuje referenční hodnoty K_{eZDS} .

Problém nastává, pakliže je na RTG zařízení nastavena hodnota napětí např. 65 kV, jelikož z protokolu ZDS není možné ihned určit referenční hodnotu K_{eZDS} . Jedním z možných řešení je proložit body polynomem, získat tak jeho rovnici a pro jednotlivá napětí hodnotu K_{eZDS} dopočítat. Jelikož stupeň polynomu není znám, řešením je rozdělit rozsah napětí na 5 intervalů a mezi jeho krajními body provést lineární regresi.

Dle Tab. 3 budou intervaly rozděleny následujícím způsobem:

- <50;60)
- <60;70)
- <70;81)
- <81;90)
- <90;102)

Samotný proces realizace začíná vytvořením tabulky, která obsahuje veličiny a pomocné výpočty potřebné ke stanovení K_{eZDS} (viz Tab. 4). Lineární regrese bude provedena pouze pro první interval, tedy <50;60). Pro následující intervaly je postup analogický. Cílem je získat koeficienty rovnice přímky, díky kterým lze hodnoty K_{eZDS} v daném intervalu dopočítat.

Tab. 4: Potřebné veličiny a výpočty pro stanovení lineární regrese

i	U_i	K_{eZDSi}	U_i^2	$U_i K_{eZDSi}$	K_{eZDSi}^2
-	kV	mGy	kV ²	kV × mGy	mGy ²
1	50	0,124	2500	6,20	0,0154
2	60	0,242	3600	14,52	0,0586
Σ	110	0,366	6100	20,72	0,074

²⁸ Obsahující RTG zařízení

Vzorový výpočet je proveden pro první řádek tabulky (označen číslem 1). Poslední řádek obsahuje pouze součet sloupců (označený znakem suma). Hodnoty U_i a K_{eZDSi} jsou známy z protokolu ZDS (viz Tab. 3).

$$U_i^2 = 50 \times 50 = 2500 \text{ kV}^2 \quad (4)$$

$$K_{eZDSi}^2 = 0,124 \times 0,124 = 0,0154 \text{ mGy}^2 \quad (5)$$

$$U_i K_{eZDSi} = 50 \times 0,124 = 6,20 \text{ kV} \times \text{mGy} \quad (6)$$

Následující krok spočívá ve stanovení matice \mathbf{H} , která má následující tvar:

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} n & \Sigma U_i \\ \Sigma U_i & \Sigma U_i^2 \end{pmatrix} \quad (7)$$

Determinant matice \mathbf{H} je po té vypočten dle vztahu č.(8), přičemž za n se dosazuje počet řádků Tab. 4. V tomto konkrétním případě je to číslo 2.

$$\det \mathbf{H} = (n \times \Sigma U_i^2) - (\Sigma U_i \times \Sigma U_i) \quad (8)$$

$$\det \mathbf{H} = (2 \times 6100) - (110 \times 110) = 100$$

Druhý koeficient (b_2) lze tedy získat ze vztahu:

$$b_2 = \frac{n \times \Sigma U_i K_{eZDSi} - \Sigma U_i \times \Sigma K_{eZDSi}}{\det \mathbf{H}} \quad (9)$$

$$b_2 = \frac{2 \times 20,72 - 110 \times 0,366}{100} = 0,0118$$

Pro získání prvního koeficientu (b_1) je zapotřebí znát aritmetické průměry veličin U a K_{eZDS} . Ty se rovnají následujícím hodnotám:

$$\bar{U} = \frac{50 + 60}{2} = 55 \text{ kV}$$

$$\overline{K_{eZDS}} = \frac{0,124 + 0,242}{2} = 0,183 \text{ mGy}$$

Koeficient b_1 má pak následující hodnotu:

$$b_1 = \overline{K_{eZDS}} - b_2 \times \bar{U} \quad (10)$$

$$b_1 = 0,183 - 0,0118 \times 55 = -0,466$$

Výsledná lineární závislost pro interval $<50;60$) je:

$$\begin{aligned} K_{eZDS} &= b_2 U - b_1 \\ K_{eZDS} &= 0,0118 U - 0,466 \end{aligned} \quad (11)$$

K_{eZDS} - *Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (mGy)*
 U - *Napětí (kV)*

V Tab. 5 lze vidět výsledné rovnice přímky (lineární závislosti) pro všechny intervaly napětí U.[14]

Tab. 5: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U

Číslo intervalu	Interval U	Lineární závislost K_{eZDS} na U
1	<50;60)	$K_{eZDS} = 0,0118U - 0,466$
2	<60;70)	$K_{eZDS} = 0,0102U - 0,37$
3	<70;81)	$K_{eZDS} = 0,0117U - 0,4769$
4	<81;90)	$K_{eZDS} = 0,0139U - 0,652$
5	<90;102)	$K_{eZDS} = 0,0146U - 0,7145$

5.4.3 Vyšetřovna 1

Výpočet střední dávky na vyšetřovně 1 bude rozdělen do dvou kroků, kterými jsou:

- Vytvoření TVP – „tabulka vyhovujících pacientů“
- Stanovení střední dávky na vyšetřovně 1 – dále v textu označována jako SD_1

5.4.3.1 Vytvoření TVP

Před výpočtem SD_1 je žádoucí vytvořit TVP (viz Tab. 6) dle kritérií obsažených v kapitole 5.3.1. Jak již bylo zmíněno v úvodu této bakalářské práce, jména pacientů byla zaměněna za čísla.

Tab. 6: TVP pro vyšetření kyčelního kloubu (AP projekce) na vyšetřovně 1

Pacient	Váha	U	P_{Itv}	FSD _v
-	[kg]	[kV]	[mAs]	[cm]
1	70,00	66,00	64,00	60,00
2	68,00	70,00	64,00	60,00
3	83,00	70,00	64,00	60,00
4	82,00	66,00	63,00	60,00
5	78,50	70,00	64,00	60,00
6	58,00	70,00	64,00	60,00
7	75,00	70,00	60,00	60,00
8	66,00	63,00	64,00	60,00
9	85,00	77,00	64,00	60,00
10	74,00	65,00	64,00	60,00
11	66,00	63,00	70,00	60,00
12	88,00	66,00	50,00	60,00
13	63,00	64,00	64,00	60,00

Hodnocení tabulky spočívá v kontrole váhy všech zúčastněných pacientů a průměrné hmotnosti celé skupiny. Jelikož se jedná o méně frekventované vyšetření, lze konstatovat, že hmotnost žádného z pacientů uvedených v Tab. 6 se neliší od 70kg o

více než 20kg. Hodnota průměrné hmotnosti skupiny se pak také nachází v dovoleném intervalu 70 ± 5 kg. Její hodnota je 73,58 kg. Počet platných záznamů je vyšší než 10. Tab. 6 lze tedy využít pro stanovení SD_1 , jelikož splňuje všechny podmínky.[1]

5.4.3.2 Stanovení střední dávky na vyšetřovně 1

Pro stanovení střední dávky na vyšetřovně je nejprve důležité určit K_{ev} pro jednotlivé pacienty vybraného vyšetření (viz Tab. 6). Výpočet je názorně proveden pro pacienta „1“. Pro ostatní pacienty je analogický.

Prvním krokem je stanovení K_{eZDS} . Jak lze vidět v Tab. 6, hodnota U spadá do intervalu 2 (viz Tab. 5), a proto lze pro výpočet K_{eZDS} užít rovnici:

$$K_{eZDS} = 0,0102U - 0,37 \quad (12)$$

K_{eZDS} - Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (mGy)
 U - napětí (kV)

Dosazením do rovnice č.(12) lze získat hodnotu K_{eZDS} pro hodnotu napětí o velikosti 66 kV.

$$K_{eZDS} = 0,0102U - 0,37 = 0,0102 \times 66 - 0,37 = \underline{0,3032} \text{ mGy}$$

Jelikož jsou známy všechny veličiny, je možné přistoupit k výpočtu K_{ev} dle vztahu č.(2). Za hodnotu FSD_{ZDS} se dosazuje vzdálenost ohnisko-film, získaná z protokolu ZDS. V protokolu, použitém pro výpočet K_{ev} , je hodnota FSD_{ZDS} rovna 100 cm.

$$K_{ev} = 0,3032 \times \frac{64}{10} \times \left(\frac{100}{60}\right)^2 \times 1,35 = \underline{7,2768} \text{ mGy}$$

Tab. 7: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1

Pacient	K_{eZDS} [mGy]	K_{ev} [mGy]
-		
1	0,3032	7,2768
2	0,3440	8,2560
3	0,3440	8,2560
4	0,3032	7,1631
5	0,3440	8,2560
6	0,3440	8,2560
7	0,3440	7,7400
8	0,2726	6,5424
9	0,4261	10,2262
10	0,2930	7,0320
11	0,2726	7,1558
12	0,3032	5,6850
13	0,2828	6,7872

Posledním bodem výpočtu SD_1 je stanovení aritmetického průměru K_{ev} z hodnot obsažených v Tab. 7. Aritmetický průměr neboli hodnota SD_1 , je 7,6 mGy.

5.4.4 Vyšetřovna 2

Postup stanovení střední dávky vyšetřovny 2 je shodný s výpočtem uvedeným v kapitole 5.4.3. Proto zde budou uvedeny pouze následující tabulky a hodnoty:

- TVP
- Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} na vyšetřovně 2
- SD_2 – střední dávka na vyšetřovně 2

5.4.4.1 TVP

Tab. 8: TVP pro vyšetření kyčelního kloubu (AP projekce) na vyšetřovně 2

Pacient	Váha	U	P_{Itv}	FSD _v
-	[kg]	[kV]	[mAs]	[cm]
14	72,00	70,00	64,00	60,00
15	75,00	63,00	64,00	60,00
16	60,00	63,00	50,00	60,00
17	76,00	70,00	50,00	60,00
18	75,00	73,00	64,00	60,00
19	84,00	66,00	64,00	60,00
20	79,00	62,00	50,00	60,00
21	71,00	66,00	64,00	60,00
22	59,00	63,00	64,00	60,00
23	80,00	63,00	60,00	60,00
24	72,00	63,00	50,00	60,00

5.4.4.2 Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} na vyšetřovně 2

Tab. 9: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2

Pacient	K_{eZDS}	K_{ev}
-	[mGy]	[mGy]
14	0,3440	8,2560
15	0,2726	6,5424
16	0,2726	5,1113
17	0,3440	6,4500
18	0,3792	9,1004
19	0,3032	7,2768
20	0,2624	4,9200
21	0,3032	7,2768
22	0,2726	6,5424
23	0,2726	6,1335
24	0,2726	5,1113

5.4.4.3 Střední dávka na vyšetřovně 2

Střední hodnota dávky na vyšetřovně 2 stanovená postupem uvedeným v kapitole 5.4.3.2 je 6,7 mGy.

5.4.5 Střední hodnota distribuce²⁹

Střední hodnota distribuce se získá jako aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven. Výpočet je proveden dle vztahu:

$$SHD = \frac{\sum_{i=1}^n SD_i}{n} = \frac{(SD_1 + SD_2)}{2} \quad (13)$$

n	-	<i>počet vyšetřoven</i>
SHD	-	<i>střední hodnota distribuce [mGy]</i>
SD ₁	-	<i>střední hodnota dávky na vyšetřovně 1 [mGy]</i>
SD ₂	-	<i>střední hodnota dávky na vyšetřovně 2 [mGy]</i>

Dosazením příslušných hodnot do rovnice č. (13) získáme hodnotu SHD, zaokrouhlenou nahoru a vyjádřenou na 2 platné číslice (viz kapitola 5.3.2)

$$SHD = \frac{(7,6 + 6,7)}{2} = 7,2 \text{ mGy}$$

5.4.6 Porovnání s NDRÚ

Před rozhodnutím, zda je vypočítaná střední hodnota distribuce platnou MDRÚ je nutné provést srovnání s NDRÚ. Při pohledu na NDRÚ (viz Tab. 2) lze vidět, že vypočítaná hodnota SHD je menší a tudíž ji lze považovat za platnou hodnotu MDRÚ pro „vyšetření kyčelního kloubu – AP projekce“.

5.5 Revize MDRÚ

Revize MDRÚ by měla být prováděna 1x ročně a to z důvodu předpokladu obměny vyšetřovacích technik či technického vybavení. Výsledkem nemusí být razantní zvýšení či snížení hodnot. K revizi MDRÚ by se mělo přistoupit v případě, liší-li se aktuální střední dávky od platných MDRÚ o minimálně 10-20%.

Postup je při revizi stejný jako u prvotního určení MDRÚ. Pokud je výsledná úroveň nižší, než současná platná MDRÚ, stává se výsledek novou MDRÚ. V případě vyšší hodnoty je nutné provést nápravu, nebo vyšší dávky zdůvodnit. Pokud je to možné a zároveň není možnost optimalizací dávky snížit, lze aktuální vyšší úrovně považovat za nové platné MDRÚ.[1]

²⁹ SHD

6 Zhodnocení, verifikace a užití metody

Všechny metody vyžadují diskuzi o jejich přesnosti a spolehlivosti. Každý krok výpočtu s sebou nese riziko vzniku chyby, a jelikož se tato chyba v průběhu výpočtu kumuluje, konečný výsledek může být i značně odlišný od reality. Proto je nutné i u výše uváděného postupu uvést možné chyby, které mohou snižovat její přesnost, aby s nimi bylo možné počítat při další aplikaci výsledku.

6.1 Možné chyby v jednotlivých krocích

Při mnoha faktorech ovlivňujících přesnost této metody je velice složité určit konkrétní hodnotu chyby. Lze však říci, že se nebude pohybovat v řádech jednotek procent, nýbrž v řádech desítek procent, jak je patrné z výčtu možných chyb a jejich hodnot níže.

6.1.1 ZDS protokol

Hodnoty z protokolu ZDS uváděné v tomto dokumentu je velice těžké aproximovat, jelikož musíme počítat s nelinearitou daného zařízení. Například mezi jednotlivými kroky P_{it} (mAs) je povolena chyba 20% (bez nejistoty měření). Rovněž použitá numerická metoda má své limity přesnosti.

6.1.2 Měřidla

Společnost, která provádí zkoušku protokolu ZDS ji provádí za použití ionizační komory nebo polovodičového detektoru. Ionizační komory započítávají i záření neúčinné pro vyšetření, kdežto polovodičové detektory nikoliv.

Celková chyba měření se skládá obecně ze dvou složek.

První složka je způsobena statistickou fluktuací, jelikož vznik fotonů v rentgence je zcela náhodný proces a vznikající ionizující záření je emitováno náhodně, nekorelovaně, inkohorentně a proto je z principu nemožné tuto fluktuaci odstranit sebelepším měřidlem, ale je ji možno zredukovat na únosnou míru zvýšením počtu měřených impulzů. Při 10 000 měřených impulzech bude chyba dosahovat již jen 1%.

Druhá složka zahrnuje chyby nahodilé a hrubé, jako třeba špatný odečet naměřené hodnoty z přístroje.[16]

6.1.3 Korekční faktor

Tento člen se vyskytuje ve výpočtu vstupní povrchové kermy pro konkrétní vyšetření a už z názvu je patrné, že se jedná o korekci, která s sebou nese určitou velikost chyby. Jeho hodnota ani velikost jeho chyby není veřejně přístupná.

6.1.4 Ohnisková vzdálenost

Ve výpočtu byla stanovena ohnisková vzdálenost 60 cm. I zde došlo ke značnému zjednodušení a tím opět ke zkreslení výsledků. Každý pacient má jinou tělesnou

konstituci a tím pádem i ohnisková vzdálenost u standartního 70kg pacienta může být rozdílná.

Jako příklad lze uvést snížení FSDv o 20% své původní hodnoty při výpočtu K_{ev} u pacienta „1“. Nynější hodnota (při FSDv = 60 cm) je 7,2768 mGy. Pokud snížíme hodnotu FSDv na 48cm dostaneme hodnotu $K_{ev} = 11,37$ mGy. Je tedy patrné, že snížení FSDv o 20% vyvolá nárůst K_{ev} o 56,25%.

6.2 Verifikace

Verifikace výpočtů může být provedena specializovanou firmou za pomoci dozimetrických měřidel, při které se měří konkrétní druhy projekcí. Samostatně lze výpočty ověřit pomocí KAP (DAP) metru, což je přístroj, který se položí na ozařovanou plochu a při správné kalibraci a nastavení ohniska měří tzv. plošnou kerma ($Gy \cdot m^2$). Při stanovování MDRÚ dle postupu zmíněného výše byla počítána kerma bodová (Gy). Je důležité připomenout, že pokud chceme porovnat výsledky KAP metru a MDRÚ, musíme hodnoty převést na společnou jednotku.[8]

6.3 Užití metody

Po zvážení možných chyb a verifikace je patrné, že lze postupovat ze dvou stran – buď stanovit MDRÚ a výsledek si ověřit, nebo nejdříve hodnoty změřit (viz kapitola 6.2) a ověřit je metodou stanovení MDRÚ.

7 Závěr

Ví se, jaký má RTG záření dopad na organismus, a to ať už ve formě stochastických či deterministických účinků. Je zřejmé, že v radiologii se téměř výlučně setkáváme se stochastickými účinky, jejichž vývoj a následek je dlouhodobějšího charakteru a nejsme tedy schopni okamžitě vyhodnotit, zda jsou nastavované dávky zcela v pořádku. Celý proces stanovování MDRÚ má tedy za úkol zavést v tomto odvětví kontrolu, která byla dlouho podceňována.

Každý pracovní postup by měl mít kontrolu, aby bylo možné neustále vyhodnocovat jeho účinnost, správnost. V tomto odvětví má kontrola o to větší význam, že se jedná o zdraví pacienta, který se plně svěřuje do rukou odborníka a sám tuto možnost kontroly nemá.

Jelikož je tato práce myšlena jako ucelený návod na stanovování MDRÚ, byl zvolen názorný postup výpočtu u konkrétního zařízení místo jen pouhého výčtu vzorců. Tento přístup bývá přijímán širší skupinou lidí lépe a více si z něj odnesou.

Jakkoliv je metodický postup stanovení přínosný, má ve své současné podobě i mezery. Konkrétně lze zmínit například nutnosti revize MDRÚ jednou ročně, nebo lišili se aktuální střední dávky o více, než 10-20%. Tato formulace je nevhodná proto, že nestanovuje konkrétní limit, po jehož překročení je nutné bezpodmínečně MDRÚ revidovat a tím otevírá prostor pro subjektivní výklad. Vyhláška v tomto případě rovněž neuvádí, jak často mají být střední dávky kontrolovány tak, aby byly aktuální.

Lze tedy očekávat, že některé subjekty zvolí pro co nejnižší náročnost frekvenci revize MDRÚ jednou ročně. Pokud bychom však měli za současného stavu dodržet všechny podmínky revize MDRÚ tak, aby jejich dodržování bylo nezpochybnitelné, museli bychom každé radiologické vyšetření na vyšetřovně zadávat do tabulky či programu, který by automaticky vypočítával K_{ev} a následně z posledních minimálně 10 stejných typů vyšetření (při dodržení podmínek uvedených v kapitole 5.3.1) kalkuloval doslova aktuální střední dávku. Pokud by tato kdykoliv překročila aktuálně platné MDRÚ o více, než 10-20% (potřeba upřesnit, viz výše), bylo by zapotřebí provést revizi MDRÚ.

Jak dále radiační ochranu rozšířit, vylepšit? V současné podobě se zaměřuje hlavně na to, aby byl pacient při vyšetření vystaven co nejnižší dávce. Oblast kontroly kumulativních dávek je však formulována velmi vágně a tak k ní dnes není jednotný přístup. Záleží hlavně na vědomí a svědomí pacienta a komunikaci mezi pracovišti. Jako konkrétní příklad lze uvést situaci, kdy lékař specialista (např. chirurg) pošle pacienta na CT³⁰ vyšetření a výsledek s ním konzultuje. Často pak pacient o proběhlém vyšetření neinformuje svého obvodního lékaře a ostatní specialisté tak s klidným svědomím můžou naordinovat další RTG vyšetření, aniž by znali jeho historii kumulovaných dávek.

Řešením by bylo vytvořit národní registr ekvivalentních dávek a nařídít zařízením povinnost zadávat tam údaje o každém proběhnutém RTG vyšetření, příp. radioterapii.

Závěrem je třeba si uvědomit, že proces optimalizace dávek nespočívá jen a pouze ve stanovení MDRÚ, nýbrž také v zohlednění dalších faktorů, jako např. kvalita negatoskopu, či u modernějších metod kvalita, osvětlení a rozsah barevného spektra monitoru a další.

³⁰ Computed Tomography, počítačová tomografie

8 Použitá literatura

- [1] Česká republika. Národní radiologické standarty - radiologická fyzika. "Postupy pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření". In: Věstník Ministertva zdravotnictví České republiky. 2011, roč. 2011. Dostupné z: http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik9/2011_5340_2162_11.html
- [2] DOHNALOVÁ, Lucie. Princip skiografie, skiaskopie, CT a angiografie. Informační systém Masarykovy univerzity [online]. 2012 [cit. 2015-03-27]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/1451/jaro2012/bp1193/32522183/Princip_skiografie__skiaskopie__CT_a_angiografie.pdf
- [3] POSEJPAL, Václav. 1925. Roentgenovy X paprsky. Praha: Jednota českých matematiků a fyziků., 150 s.
- [4] SVOBODA, Milan. 1976. Základy techniky vyšetřování rentgenem. Praha: AVICENUM.
- [5] OTYEPKOVÁ, Eva a Michal OTYEPKA. Základy fyzikálně chemických metod: RTG záření. Katedra fyzikální chemie Univerzita Palackého Olomouc [online]. 2006, 9.12.2006 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: http://fch.upol.cz/skripta/zfcm_pred/7_RTG.pdf
- [6] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky. 1. české vyd., 2. dotisk. Překlad Jan Obdržálek, Bohumila Lencová, Petr Dub. V Brně: Prometheus, 2006, vii, 1034-1198, [30]. ISBN 80-214-1868-0.
- [7] Principy radiační ochrany. Státní úřad radiační ochrany, v. v. i. [online]. © 2015 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/principy-radiacni-ochrany>
- [8] BURIAN, Martin. Porovnání přímé a nepřímé digitalizace vztážená na radiační zátěž pacientů [online]. Brno, 2013 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/214426/lf_b/Bakalarska_prace_Burian.pdf. Bakalářská práce. Masarykova univerzita.
- [9] STOLNÍ DIGITIZÉR CR 10-X. FOMA BOHEMIA spol. s r.o. - výrobce fotomateriálů [online]. © 2015 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: <http://www.foma.cz/produkty-cr-10-x-detail-1056>
- [10] HÁLA, Jiří. Radioaktivita ionizující záření, jaderná energie. 1. vyd. Brno: Konvoj, 1998, 310 s. ISBN 80-85615-56-8.
- [11] Doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany 2007. Státní úřad pro jadernou bezpečnost [online]. 2009 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/ICRP103_dokument.pdf
- [12] Grafické vyjádření stochastických (a) a deterministických účinků (b). NAVRÁTIL, Leoš a Jan ÖSTRERREICHER. Systém eAMOS Jihočeské univerzity [online]. 2015 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra_7169/ch03.htm
- [13] Česká republika. Příloha č. 9 k vyhlášce č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně. In: <http://www.sujb.cz>. 2006. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/vyhlasky/Vyhlaska_2002_307_ve_zneni_2005_499_prilohy.pdf
- [14] KARPÍŠEK, Zdeněk. Matematika IV: statistika a pravděpodobnost. 2., dopl. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003, 170 s. ISBN 80-214-2522-9.
- [15] Česká republika. Vyhláška 307/2002 Sb. Státního úřadu pro jadernou bezpečnost o radiační ochraně. In: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/vyhlasky/7_307_2002_Sb.pdf. 2002.

- [16] ULLMANN, Vojtěch. Detekce a spektrometrie ionizujícího záření. Ullmann V.: "AstroNuklFyzika" - jaderná fyzika, astrofyzika, kosmologie, filosofie [online]. [cit. 2015-05-25]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm>
- [17] ČESKÁ REPUBLIKA. Vyhláška 389/2012 Sb., kterou se mění vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb. 2012. In: <Http://www.psp.cz/sqw/sbirka.sqw?cz=389>
- [18] LEPIL, Oldřich. Fyzika pro gymnázia: optika. 3., přeprac. vyd. Praha: Prometheus, 2007, 205 s., [8] s. obr. příl. ISBN 978-807-1962-373.
- [19] HOBZOVÁ, Lenka. Vliv ionizujícího záření na člověka a životní prostředí [online]. [cit. 2015-05-27].

9 Seznam použitých zkratek a symbolů

značka	jednotka	Popis
MDRÚ		Místní diagnostické referenční úrovně
NDRÚ		Národní diagnostické referenční úrovně
DRÚ		Diagnostické referenční úrovně
TVP		tabulka vyhovujících pacientů
RTG		rentgen, příp. rentgenové záření
MZ		Ministerstvo zdravotnictví
CT		computed tomography
RBE		relativní biologická účinnost
RBE _{alfa}		relativní biologická účinnost pro alfa záření
LET		linear energy transfer
ALARA		as low as reasonably achievable
EUROATOM		Evropské společenství pro atomovou energii
AP		projekce předozadní
LAT		projekce boční
LSJ		projekce na lumbosakrální přechod
ZDS		zkouška dlouhodobé stability
SÚJB		Státní úřad pro jadernou bezpečnost České republiky
VMZ		věstník Ministerstva zdravotnictví
H		matice H
DAP metr		přístroj pro měření plošné kermy
KAP metr		přístroj pro měření plošné kermy
SD ₁	mGy	střední dávka na vyšetřovně 1
SD ₂	mGy	střední dávka na vyšetřovně 2
SHD	mGy	střední hodnota distribuce
λ	m	vlnová délka
D _p	Gy	dávka pohlčená
D _e	Sv	dávka ekvivalentní
U	kV	napětí
P _{It}	mAs	součin expozičního času a proudu rentgenky
P _{Itv}	mAs	součin expozičního času a proudu rentgenky pro konkrétní vyšetření
P _{ItZDS}	mAs	součin expozičního času a proudu rentgenky z protokolu ZDS
FSD	cm	vzdálenost ohnisko – kůže
FSD _v	cm	vzdálenost ohnisko – kůže pro konkrétní vyšetření
FSD _{ZDS}	cm	vzdálenost ohnisko – kůže z protokolu ZDS
K _e	mGy	vstupní povrchová kerma
K _{ev}	mGy	vstupní povrchová kerma pro konkrétní vyšetření
K _{eZDS}	mGy	vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS
k _U	-	korekční faktor na napětí určený z protokolu ZDS
B	-	faktor zpětného rozptylu

b_2	-	druhý koeficient lineární regrese
b_1	-	první koeficient lineární regrese
n	-	počet řádků tabulky, počet vyšetřoven
Y_r	mGy/mAs	výtěžnost v definované vzdálenosti r od ohniska
r	cm	definovaná vzdálenost od ohniska

10 Seznam obrázků

Obr. 1: Skiagrafické pracoviště společnosti Viamedica spol. s r.o.

Obr. 2: Schéma rentgenky[2]

Obr. 3: Negatoskop

Obr. 4: Nepřímá digitalizace – čtecí zařízení[9]

Obr. 5: Grafické vyjádření závislosti míry účinků na velikosti dávky, srovnání druhů účinků[12]

11 Seznam tabulek

Tab. 1 Rozpětí dávek vedoucích ke konkrétnímu postradiačnímu syndromu a dob úmrtí lidí vystavených akutnímu uniformnímu celotělovému ozáření při nízkém LET[11]

Tab. 2: NDRÚ dle vyhlášky č. 307/2002 Sb.[13]

Tab. 3: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS

Tab. 4: Potřebné veličiny a výpočty pro stanovení lineární regrese

Tab. 5: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U

Tab. 6: TVP pro vyšetření kyčelního kloubu (AP projekce) na vyšetřovně 1

Tab. 7: Vypočítané hodnoty KeZDS a Kev pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1

Tab. 8: TVP pro vyšetření kyčelního kloubu (AP projekce) na vyšetřovně 2

Tab. 9: Vypočítané hodnoty KeZDS a Kev pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2

12 Přílohy

12.1 Příloha 1 – vývojový diagram stanovení a revize MDRÚ[1]

